

CARDIOTHORACIC CONTOUR DETECTION METHOD AND CARDIOTHORACIC RATIO CALCULATION METHOD

Patent Number: JP2002109550

Publication date: 2002-04-12

Inventor(s): OSAWA SATORU

Applicant(s): FUJI PHOTO FILM CO LTD

Requested Patent: JP2002109550

Application Number: JP20000298101 20000929

Priority Number(s):

IPC Classification: G06T7/60; A61B6/00; G06T1/00; G06T7/00

EC Classification:

Equivalents:

Abstract

PROBLEM TO BE SOLVED: To secure cardiothoracic contour detection precision, and to practically use the cardiothoracic contour detection method in a chest picture.

SOLUTION: A rough contour detection processing is applied to the chest picture (#1), and smoothing processing is applied thereto (#2) on the other hand, and the determined rough contour picture and smoothed picture are combined together (#3), to thereby determine a chest internal smoothed picture. A reference center point which is the rough center of a roughly arc-shaped contour part in the picture is determined (#4), and polar coordinate conversion of the chest picture is executed relative to the reference center point (#5). The contour is detected by template matching (#6) using a fixed template by the contour which is a reference in the determined polar coordinate picture, and the contour is detected highly accurately following the individual difference by template matching processing (#7) using an elastic template.

Data supplied from the **esp@cenet** database - I2

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-109550

(P2002-109550A)

(43)公開日 平成14年4月12日 (2002.4.12)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	デ-マコード [*] (参考)
G 0 6 T 7/60	2 5 0	G 0 6 T 7/60	2 5 0 Z 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00		1/00	2 9 0 A 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	7/00	3 0 0 D 5 L 0 9 6
7/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00	3 5 0 D 3 5 0 B

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21)出願番号 特願2000-298101(P2000-298101)

(71)出願人 000005201

富士写真フィルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(22)出願日 平成12年9月29日 (2000.9.29)

(72)発明者 大沢 哲

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

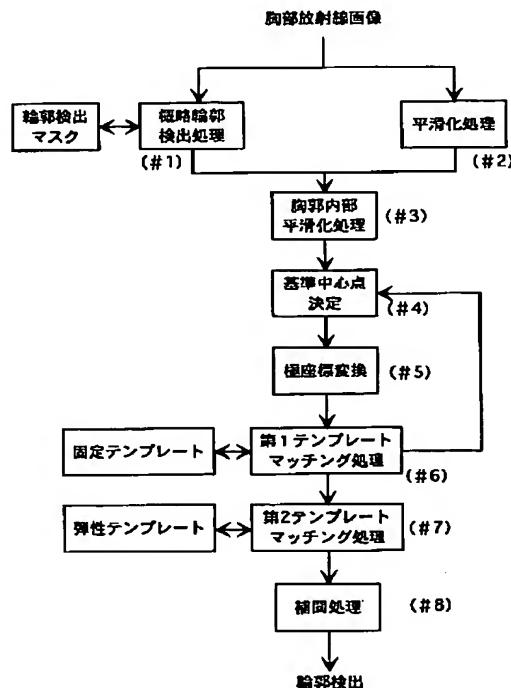
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心胸郭の輪郭検出方法および心胸郭比算出方法

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 胸部画像中の心胸郭の輪郭検出方法において、心胸郭の輪郭検出精度を確保しつつ実用的なものとする。

【解決手段】 胸部画像に概略輪郭検出処理を施す(#1)とともに、他方で平滑化処理を施し(#2)、得られた概略輪郭画像および平滑化画像を組み合わせて(#3)胸郭内部平滑化画像を求め、この画像における略円弧状の輪郭部分の略中心となる基準中心点を決定し(#4)、胸部画像を基準中心点に関して極座標変換し(#5)、得られた極座標画像において基準となる輪郭による固定テンプレートを用いたテンプレートマッチング(#6)により輪郭を検出し、さらに弾性テンプレートを用いたテンプレートマッチング処理(#7)により個体差に追従して輪郭を精度高く検出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 胸部画像中における心胸郭の輪郭検出方法であって、

前記胸部画像中に基準中心点を決定し、

前記胸部画像を前記基準中心点に関して極座標変換し、前記極座標変換して得られた極座標平面において、基準となる心胸郭の輪郭を極座標変換して得られたテンプレートを用いたテンプレートマッチング処理することにより、前記心胸郭の輪郭を検出することを特徴とする心胸郭の輪郭検出方法。

【請求項2】 前記心胸郭の輪郭のうち、心臓と肺野との境界をなす輪郭と、残りの輪郭とを、別個のテンプレートを用いて各別に前記テンプレートマッチング処理することを特徴とする請求項1記載の心胸郭の輪郭検出方法。

【請求項3】 前記極座標変換に先立って、前記胸部画像中の肺野内部を予め平滑化することを特徴とする請求項1または2記載の閉領域の輪郭検出方法。

【請求項4】 前記胸部画像に対して、それぞれ延びる方向が異なる直線輪郭のみを各別に検出する複数の輪郭検出マスクを用いた概略輪郭検出処理を施して概略輪郭画像を得、前記胸部画像に対して平滑化処理を施して平滑化画像を得、前記概略輪郭画像と前記平滑化画像とを乗じることにより、前記肺野内部の平滑化を行なうことを特徴とする請求項3記載の閉領域の輪郭検出方法。

【請求項5】 前記テンプレートを用いたテンプレートマッチング処理の後に、前記テンプレートの各部分がそれぞれ少なくとも隣接する部分との移動量に応じた拘束力で拘束されつつ移動可能に設定された、前記テンプレートを初期形状とする弾性テンプレートを用いて、さらにテンプレートマッチング処理することにより、前記輪郭を検出することを特徴とする請求項1から4のうちいずれか1項に記載の閉領域の輪郭検出方法。

【請求項6】 請求項1から5のうちいずれか1項に記載の心胸郭の輪郭検出方法により検出された心胸郭の輪郭に基づいて、心臓の幅と胸郭の幅とをそれぞれ求め、得られた前記心臓の幅と前記胸郭の幅との比を算出することを特徴とする心胸郭比の算出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は心胸郭の輪郭検出方法およびこれを用いた心胸郭比の算出方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、医用画像を用いて、骨や臓器、その他の構造物の物理量を計測することが行われている。例えば、心臓肥大の診断を行う場合は、胸部放射線画像を用いて、胸郭と心臓との各幅を計測し、これらの比（心胸郭比=心臓幅/胸郭幅）を算出することを行っている。

【0003】ところで、上述した心胸郭比を算出する場合、従来は医師や放射線技師等が、胸部放射線画像に定規等を当てて、胸郭の幅と心臓の幅をそれぞれ計測し、この計測値に基づいて心胸郭比を算出していたが、近年は画像をデジタル化して画像データとして取り扱うことが一般的になりつつあり、この画像データに各種の信号処理を施すことが容易になっている現状においては、上述した心胸郭比の算出も自動的に行なうことが要望されている。

【0004】ここで、胸部画像に基づいて自動的に心胸郭比の算出を行う場合、その前提として、胸郭と心臓（両者を合わせて心胸郭という）の輪郭形状を特定する必要がある。従来、閉領域である胸郭（左右両肺野を一括りにした領域）の輪郭形状を検出する方法として、例えば特開平8-335271号により開示された方法があり、心臓の輪郭形状を検出する方法として、桂川らによる変形した橢円形のモデル関数を用いた方法がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし、特開平8-335271号により開示された方法は、胸部画像のエッジ検出と治験的ルールを用いて、胸郭（肺野）領域の輪郭を検出するものであり、この方法で使用されている治験的ルールは、経験的なノウハウに基づくものが多く、また複雑で使いにくいものである。さらに、ひと度ルールから外れると、その外れた状態を修正することができないため、本来の胸郭の輪郭とは全く異なる形状を検出してしまうことがある、という問題がある。このため上記検出方法は、研究に用いる場合はともかく、医療現場において実用的に使用するには適していない。

【0006】一方、変形した橢円形のモデル関数を用いて心臓の輪郭形状を検出する方法は、数式のみで心臓の輪郭を近似するものであるが、この近似処理では、実際の心臓の輪郭形状に適応させるのに限界があり、正確にその輪郭形状を検出することができないという問題がある。

【0007】本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、心胸郭の輪郭検出精度を確保しつつ実用的な、心胸郭の輪郭形状の検出方法および心胸郭比算出方法を提供することを目的とするものである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の心胸郭の輪郭検出方法は、胸部画像を極座標変換することにより、基準となる平均的な心胸郭と略相似形の、胸部画像中の心胸郭の輪郭を、極座標平面上で、基準となる心胸郭の輪郭をテンプレートとしたテンプレートマッチング処理という検出精度の高い処理により、実用上簡単に検出することを実現したものである。

【0009】すなわち本発明の心胸郭の輪郭検出方法は、胸部画像中における心胸郭の輪郭検出方法であって、前記胸部画像中に基準中心点を決定し、前記胸部画

像を前記基準中心点に関して極座標変換し、前記極座標変換して得られた極座標平面において、基準となる心胸郭の輪郭を極座標変換して得られたテンプレートを用いたテンプレートマッチング処理することにより、前記心胸郭の輪郭を検出することを特徴とするものである。

【0010】ここで胸部画像は、放射線画像であってもよいし、CT装置やMRI装置によって得られた画像であってもよい。

【0011】胸部画像中の基準中心点は、胸郭の輪郭のうち、略円弧状の輪郭部分（肺野上部）から略等距離となる点を適用するように決定するのが好ましいが、一般的な胸部画像では、画像の物理的な中心（重心）がそのような基準中心点に近いため、単純に胸部画像の中心点（例えば重心点）をそのまま基準中心点として決定してもよい。そして、一旦、その画像の中心点を基準中心点として仮決定したうえで、その仮決定した基準中心点を中心として画像のプロフィールの対称性を検証しながら、仮決定した基準中心点を修正するようにしてもよい。

【0012】極座標変換するとは、基準中心点からの距離 r と、基準中心点を通る所定の直線とのなす角度 θ で表す極座標平面上に、胸部画像を展開することを意味する。なお、この極座標変換に先立って、胸郭内部の画像部分を予め平滑化するのが好ましい。胸郭領域の輪郭を検出する場合、胸郭内部の領域には肋骨の輪郭が強く現れるため、この胸郭内部の輪郭を弱めて、胸郭の輪郭を相対的に強く表わし、肋骨の輪郭を胸郭輪郭として誤検出するのを抑制するのに有効だからである。

【0013】平滑化の手法としては、胸部画像に対して、それぞれ延びる方向が異なる直線輪郭のみを各別に検出する複数の輪郭検出マスクを用いた概略輪郭検出処理を施して、肺野および心臓の概略輪郭画像を得、一方、胸部画像に対して平滑化処理を施して平滑化画像を得、これら各別に得られた概略輪郭画像と平滑化画像とを乗じることにより行なう方法が好ましい。胸部画像は、その平滑化画像における胸郭部分である肺野部分が他の部分より高濃度となるため、概略輪郭画像において心胸郭輪郭と肋骨輪郭とが同等の濃度で表われても、これらを互いに乗じ合わせることで、肺野内部の肋骨輪郭は、心胸郭輪郭よりも相対的に高濃度となり、肋骨の輪郭を心胸郭輪郭として誤検出するのを抑制するのに非常に有効である。

【0014】輪郭検出マスクは、ガボール関数を利用したもの用いるのが好ましく、例えば検出する直線輪郭の延びる方向がそれぞれ、所定の基準線に対して0, 30, 60, 90, 120, 150°に設定された6個の輪郭検出マスクを用いて、所定の基準線に対して0°に延びる輪郭を抽出した第1の概略輪郭画像、30°に延びる輪郭を抽出した第2の概略輪郭画像、60°に延びる輪郭を抽出した第3の概略輪郭画像、90°に延びる

輪郭を抽出した第4の概略輪郭画像、120°に延びる輪郭を抽出した第5の概略輪郭画像、150°に延びる輪郭を抽出した第6の概略輪郭画像、をそれぞれ求め、これら第1の概略輪郭画像から第6の概略輪郭画像を合成することにより、上述した概略輪郭画像を得ればよい。

【0015】一方、平滑化画像は、医用画像に対して例えばガウス関数により適用して変換処理すればよい。

【0016】基準となる心胸郭の輪郭とは、検出対象の心胸郭と同一種の心胸郭の輪郭であって、臨床的に得られている多数の当該心胸郭の輪郭の平均的なものなどである。検出対象の心胸郭は、被検者の体格の違い等により大きさが異なるのが一般的であり、基準となる心胸郭とも異なる場合も当然にあるが、一般的には基準となる心胸郭と略相似形であり、この相似形は、極座標平面上における半径方向への平行移動として表わすことができ、基準となる心胸郭の輪郭を極座標変換して得られたテンプレートを用いて、平行移動という簡単な探索によるテンプレートマッチング処理で、容易に検出対象となる心胸郭の輪郭を検出することが可能となる。

【0017】心胸郭の輪郭のうち、略円弧状の部分を除いた部分については、極座標変換以前の実画像平面において、基準となる心胸郭の輪郭のうち略円弧状の部分を除いた部分によるテンプレートを用いたテンプレートマッチング処理することにより、略円弧状の部分を除いた部分を検出するのが好ましい。略円弧状以外の輪郭部分は、極座標平面でテンプレートマッチング処理を行なうよりも、実画像平面でテンプレートマッチングを行なう方が、容易に検出ができるからである。なお、肺野と心臓との境界線をなす輪郭と、他の輪郭とは、別個のテンプレートを用いてテンプレートマッチング処理を行なうのが好ましい。

【0018】なお上述したテンプレートマッチング処理を行なった後にさらに、テンプレートの各部分がそれぞれ少なくとも隣接する部分の移動量に応じた拘束力で拘束されつつ移動可能に設定された、テンプレートを初期形状とする弾性テンプレートを用いて、さらにテンプレートマッチング処理するのが好ましい。検出対象である心胸郭の輪郭の一部が、基準となる心胸郭の輪郭に対して、相似形から外れた形状である場合にも、そのような変形した輪郭部分を精度よく検出することができるとともに、画像中のノイズ等により、突発的に変形した形状が検出された場合にも、それを拘束力で引き戻すことにより、そのノイズによる影響を平滑化する効果を得ることができるからである。

【0019】本発明の心胸郭比算出方法は、上述した本発明の心胸郭の輪郭検出方法により検出された心胸郭の輪郭に基づいて、心臓の幅と胸郭の幅とをそれぞれ求め、得られた心臓の幅と胸郭の幅との比を算出することを特徴とするものである。

【0020】ここで、検出された心胸郭の輪郭に基づいて、心臓の幅および胸郭の幅を求める方法としては、検出された心胸郭の輪郭を表わす画像の水平方向で最大となる心臓の幅および胸郭の幅をそれぞれ求めればよく、心胸郭比を算出する方法としては、得られた心臓の幅を胸郭の幅で除算すればよい。

【0021】

【発明の効果】本発明の心胸郭の輪郭検出方法によれば、胸部画像を極座標変換することにより、基準となる平均的な心胸郭と略相似形の、検出対象の胸部画像中の心胸郭の輪郭を、極座標平面上で、基準となる心胸郭の輪郭をテンプレートとしたテンプレートマッチング処理という検出精度の高い処理により、実用上簡単に検出することができる。すなわち、検出対象の心胸郭は、被検者の体格の違い等により大きさが異なるのが一般的であり、基準となる心胸郭とも異なる場合も当然にあるが、その検出対象となる心胸郭は通常は、基準となる心胸郭と略相似形であり、この相似形は、極座標平面上における半径方向への平行移動として表わすことができ、基準となる心胸郭の輪郭を極座標変換して得られたテンプレートを用いて、平行移動という簡単な探索によるテンプレートマッチング処理で容易に、検出対象となる心胸郭の輪郭を検出することが可能となる。特に、肺野の上部外側の輪郭は略円弧状であるため、当該領域に関して、極座標平面上におけるテンプレートマッチング処理は非常に効果が高い。

【0022】本発明の心胸郭比算出方法によれば、上述した効果を奏する本発明の心胸郭の輪郭検出方法により検出された心胸郭の輪郭に基づいて、心胸郭比を算出するものであるため、従来よりも正確な心胸郭比を自動的に算出することができる。

【0023】

【発明の実施の形態】以下、本発明の心胸郭の輪郭検出方法の具体的な実施形態を、図面を用いて詳細に説明する。

【0024】図1は、本発明の心胸郭の輪郭検出方法の一実施形態の処理を示すフローチャート、図2(1)は本実施形態の心胸郭の輪郭検出方法の処理対象となる胸部放射線画像P1を示す図、同図(2)は(1)に示した胸部放射線画像P1を模式的に示した図である。なお胸部放射線画像は、高濃度になるにしたがって(黒くなる方向)画素値が小さくなり、低濃度になるにしたがって(白くなる方向)画素値が大きくなる、低濃度高画素値の画像である。図2(2)に示した模式図において、左右の各肺野Pa, Pbの外側輪郭PAおよびPBで囲まれる領域は胸郭であり、各肺野Pa, Pbの内側輪郭が符号PC, PDで表されている。さらに心臓Pcの輪郭のうち左肺野Pbとの境界をなす輪郭が符号PEで表されている。

【0025】本実施形態の心胸郭輪郭検出方法は、図2

(2)に示した胸部放射線画像P1中の、胸郭輪郭PA, PB、各肺野Pa, Pbの内側輪郭PC, PD、および心臓Pcの左側輪郭PEをそれぞれ検出する処理であり、まず画像P1に対してその概略輪郭検出処理を施す(#1)とともに、他方で平滑化処理を施して(#2)、原画像P1の概略輪郭画像P2および平滑化画像P3をそれぞれ求め、これら概略輪郭画像P2および平滑化画像P3を対応する画素ごとに乗じ合わせることにより胸郭内部を平滑化する処理を実行して(#3)胸郭内部平滑化画像P4を求め、次いでこの胸郭内部平滑化画像P4における胸郭輪郭PA, PBのうち略円弧状の輪郭部分PAの略中心となる基準中心点(xc, yc)を決定し(#4)、画像P1を基準中心点(xc, yc)に関して極座標変換し(#5)、極座標変換して得られた極座標画像P5において、基準となる輪郭PA', PB', PC', PD', PE'による固定テンプレートT1, T2, T3を用いて第1のテンプレートマッチング処理(#6)により、固定的に各輪郭PA, PB, PC, PD, PEを検出し、さらに所定の弾性テンプレートT1', T2'およびT3'を用いた第2のテンプレートマッチング処理(#7)により、個体差に追従して各輪郭PA, PB, PC, PD, PEを精度高く検出し、最終的に検出された輪郭PA, PB, PC, PD, PEを補間処理する(#8)ことにより、各肺野Pa, Pbの輪郭および心臓Pcの輪郭をそれぞれ検出するものである。

【0026】以下、各処理について詳しく説明する。

【0027】まず、画像P1に対する概略輪郭検出処理(#1)は、画像P1に対して、図3(1)～(6)の各(a)に示すような、異なる6方向(同図各(b)の0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°の6方向)の延在方向別輪郭検出マスク、および図4(1)～(3)の延在方向別エッジ検出マスクを用いて、各輪郭検出マスクに対応した方向に延在する輪郭が強調された6つの画像(第1～6の概略輪郭画像P2a～P2f(図示せず))および延在方向別エッジ検出マスクに対応した方向に延在するエッジが強調された3つの画像(第7～9の概略輪郭画像P2g～P2i(図示せず))を作成し、これら9つの画像P2a～P2iの画素を対応させて画素値が最大(最低濃度)となる画素を選択して单一の概略輪郭画像P2を合成する処理である。

【0028】すなわち、図3(1)～(6)の各(b)に示すような特定角度方向に延びる直線を検出する、同図各(a)に示す輪郭検出マスクは、各方向別の直線に反応しやすいように、マスクの正(+)部分が直線方向に適合するように、細長橢円形状をなしており、さらに、負の部分が正の部分の両側に分布するように選択されている。これらのマスクに十分な方位選択性を持たせるにはこのような負の部分が不可欠である。一方、

図4(1)～(3)の各(b)に示すような特定角度方向に延び、かつ特定の濃度傾斜方向性を有するエッジを検出する、同図各(a)に示すエッジ検出マスクは、各方向別の直線であって濃度の傾斜方向が特定方向の直線(特に肺野P a, P bの内側輪郭P C, P Dおよび心臓P cの左側輪郭P E)に反応しやすいように、マスクの正(+符号)の部分が直線方向に適合するように、細長楕円形状をなしており、さらに、負の部分が正の部分の一方の側に分布するように選択されている。これらのマスクに十分な方位選択性、エッジの濃度傾斜性を持たせるにはこのような負の部分が不可欠である。

【0029】そしてこの細長楕円の長手方向が6つの特定方向である輪郭検出マスクおよび細長楕円の長手方向が特定方向であり、かつ濃度傾斜方向が特定方向であるエッジ検出マスクを用いて、画像P 1をコンボリューションするものである。ここで、このマスクは、大脳視覚野の単純型細胞に相当するものであり、ガボール関数により作成されるものである。このガボール関数は以下の式で表される。

【0030】

【数1】

$$\begin{aligned}
 \psi(x, y) &= \exp \left[-\frac{\omega_0^2}{2\pi^2} (x^2 + y^2) \right] \\
 &\quad \cdot \exp[j(k_x \cdot x + k_y \cdot y)] \\
 &= \exp \left[-\frac{\omega_0^2}{2\pi^2} (x^2 + y^2) \right] \\
 &\quad \cdot [\cos(k_x \cdot x + k_y \cdot y) + j \cdot \sin(k_x \cdot x + k_y \cdot y)] \\
 &= \exp \left[-\frac{\omega_0^2}{2\pi^2} (x^2 + y^2) \right] \cdot \cos(k_x \cdot x + k_y \cdot y) \\
 &\quad + j \cdot \exp \left[-\frac{\omega_0^2}{2\pi^2} (x^2 + y^2) \right] \cdot \sin(k_x \cdot x + k_y \cdot y)
 \end{aligned} \tag{1}$$

ただし、 ω_0 : 大きさ
(k_x, k_y) : 方向

ここで、式(1)における実数部分である

【数2】

$$\exp \left[-\frac{\omega_0^2}{2\pi^2} (x^2 + y^2) \right] \cdot \cos(k_x \cdot x + k_y \cdot y) \tag{2}$$

を用いて特定方向の輪郭検出マスクを作成するものである。さらに、この式(2)における k_x, k_y の初期値により、細長楕円の長手方向が $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ, 120^\circ, 150^\circ$ の各マスクを作成することができるものである。

【0031】一方、エッジ検出マスクは、ガボール関数

の虚数部分(一次微分を検出)を用いている。

【0032】なお、特定の方向の輪郭検出マスクの受容野サイズは、画像P 1のうち、必要とされる輪郭成分以外の細い輪郭成分には反応しにくいように定められている。すなわち、マスクは画像P 1のうち、胸郭の輪郭P Aや肋骨等と考えられる構造物には反応し易いのである。このようにマスクの受容野サイズを定めることにより、背景の存在にかかわらず良好に上述した輪郭P A, P B等を検出することができ、特定方向の輪郭検出マスクで画像P 1をコンボリューションすることにより、画像P 1から各マスクに適合した特定方向の輪郭成分(図3(b))が抽出される。

【0033】同様に、エッジ検出マスクにより、上述した輪郭P C, P D, P Eを良好に検出することができ、特定方向のエッジ検出マスクで画像P 1をコンボリューションすることにより、画像P 1から各マスクに適合した特定方向のエッジ成分(図4(b))が抽出される。

【0034】ここで、特定方向の輪郭検出マスクによる、画像P 1各輪郭成分のコンボリューションおよび非線形処理は以下の式(3)により行われている。

【0035】

【数3】

$$u(x, y) = \psi \left[\sum_{i, j} c(i, j) \cdot I(x-i, y-j) \right] \tag{3}$$

ただし、
 $\psi = \begin{cases} x & (x \geq 0) \\ 0 & (x < 0) \end{cases}$
 $c(i, j)$: マスク
 $I(x, y)$: 画像

以上の処理1(#1)により、図5(1)に示すように、概略輪郭画像P 2が得られる。

【0036】画像P 1に対して施す平滑化処理(#2)は、例えばガウス関数で作成したマスクによる一般的な平滑化処理であり、この平滑化処理により、図5(2)に示すような、肋骨や鎖骨が目立たない平滑化画像P 3が得られる。なお、ガウスの係数やサイズは、上述したように、肋骨や鎖骨が目立たなくなる程度に設定する。

【0037】このようにして得られた概略輪郭画像P 2および平滑化画像P 3を、対応する画素ごとに乗じ合わせる(#3)と、平滑化画像P 3は胸郭の内部領域が胸郭の外部領域よりも高濃度であるため、この乗じ合わせて得られた胸郭内部平滑化画像P 4は、図6(1)に示すように、胸郭内部が胸郭の外部よりも相対的に低画素値(高濃度)となり、胸郭内部の肋骨が心胸郭の輪郭P A, P B, P C, P D, P Eよりも相対的に平滑化されたものとなる。なお、以下、画像の表示を簡単にするため、同図(2)に示した簡略画像P 4を用いて説明す

る。

【0038】次に基準中心点 (x_c, y_c) を決定する処理 (#4) は、図6(2)に示す胸郭内部平滑化画像 P_4 を極座標変換する際の極(中心点)を決定する処理であり、この極として、胸郭輪郭のうち略円弧状の輪郭部分 P_A から略等距離にある点を採用する。具体的には、まず胸郭内部平滑化画像 P_4 の物理的な中心点 (x_0, y_0) を仮の基準中心点 (x_c, y_c) とする(同図(2))。すなわち、 $x_c = x_0, y_c = y_0$ である。

$$cor(j) = \sum_i [g(xc+j+i, yc) \cdot g(xc+j-i, yc)] \quad (4)$$

ただし、 $g(\cdot)$ は画素値である

であり、相関値が最大となるときの移動位置 j を j_{max} とすれば、 $(x_c + j_{max}, y_c)$ を中心としたとき、胸郭内部平滑化画像 P_4 の左右のプロファイルは最も相関が高いため、 $x = x_c + j_{max}$ が画像 P_1 の左右対称軸になることがわかる。したがって、正規の基準中心点は $(x_c + j_{max}, y_c)$ となる。なお基準中心点の y 座標の適格性については後述する処理 (#6) において検討する。

【0040】次に胸郭内部平滑化画像 P_4 を、図7に示すように、基準中心点 $(x_c + j_{max}, y_c)$ に関して、極座標変換する (#5)。すなわち実画像平面において図6(2)のように表わされた胸郭内部平滑化画像 P_4 を、基準中心点 $(x_c + j_{max}, y_c)$ からの距離 r と、基準中心点 $(x_c + j_{max}, y_c)$ を通る下向きベクトルとのなす角度 θ とで表わした極座標変換画像 P_5 に変換する。

【0041】次に、この極座標変換画像 P_5 を、基準となる胸郭の輪郭 P_A' および P_B' を表わす固定テンプレート T_1 、基準となる胸郭の肺野内側輪郭 P_C' および P_D' を表わす固定テンプレート T_2 、および基準となる胸郭の心臓左側輪郭 P_E' を表わす固定テンプレート T_3 をそれぞれ用いて第1のテンプレートマッチング処理 (#6) により、固定的に心胸郭の各輪郭 P_A, P_B, P_C, P_D, P_E をそれぞれ検出する。ここで基準となる心胸郭の輪郭 $P_A', P_B', P_C', P_D', P_E'$ は、臨床的に得られている多数の当該心胸郭の輪郭の平均的なものであり、実画像平面上においては、心胸郭の輪郭 P_A, P_B, P_C, P_D, P_E と略相似形であるが、極座標平面上では、例えば図8に示すように、心胸郭の輪郭 P_A, P_B, P_C, P_D, P_E と略同一形狀であるが、主として r 方向に平行移動したものとして表わされる。

【0042】そして、基準となる胸郭の輪郭 P_A' および P_B' を表わす固定テンプレート T_1 は、極座標平面上において 10° 間隔の複数の画素(胸郭座標 (r_i, θ_i))の集合として、図8(1)に示すように作成され、基準となる肺野内側輪郭 P_C', P_D' を表わす固定テンプレート T_2 は、極座標平面上において 10° 間隔の複

る。

【0039】ここで y 座標を固定して、 x 座標を x_c から j 画素ずつ左右方向に移動させつつ、各移動位置において、当該移動位置 $(x_c + j, y_c)$ を中心とする胸郭内部平滑化画像 P_4 の左右のプロファイル ($(x_c + j + i, y_c)$ の画素値と $(x_c + j - i, y_c)$ の画素値) の相関が最大となる移動位置 j を求める。すなわち、相関値を $cor(j)$ は、

【数4】

$$cor(j) = \sum_i [g(xc+j+i, yc) \cdot g(xc+j-i, yc)] \quad (4)$$

数の画素(胸郭座標 (r_i, θ_i))の集合として、図8(2)に示すように作成され、基準となる心臓左側の輪郭 P_E' を表わす固定テンプレート T_3 は、極座標平面において 10° 間隔の複数の画素(胸郭座標 (r_i, θ_i))の集合として、図8(3)に示すように作成される。

【0043】そして、この基準となる胸郭の輪郭 P_A' および P_B' によるテンプレート T_1 を、極座標画像 P_5 上で上下左右に移動させて、テンプレート T_1 を構成する各画素の値の総和値 $d(r, \theta)$ (下記式(5)) が最大となるテンプレート T_1 の位置を求める。同様に、基準となる肺野内側輪郭 P_C' および P_D' によるテンプレート T_2 を、極座標画像 P_5 上で上下左右に移動させて、テンプレート T_2 を構成する各画素の値の総和値 $d(r, \theta)$ が最大となるテンプレート T_2 の位置を求め、心臓左側の輪郭 P_E' による固定テンプレート T_3 を、極座標画像 P_5 上で上下左右に移動させて、テンプレート T_3 を構成する各画素の値の総和値 $d(r, \theta)$ が最大となるテンプレート T_3 の位置を求める。

【0044】

【数5】

$$d(r, \theta) = \sum_i^N [g(r_i, \theta_i)] \quad (5)$$

ただし、 N はテンプレート T の画素数を表す

なお、テンプレート T_1 ～ T_3 の各移動範囲は、 r 方向について ± 30 画素程度、 θ 方向について $\pm 10^\circ$ 程度であるがこれに限定されるものではない。また、上述した画素値総和値の計算に際しては、テンプレート T を構成する画素ごとに、検出濃度値に重み付けをして算出してもよい。これは本実施形態の対象画像のように、実画像平面上における肺野下端部分 P_B' (図8の極座標平面において、 θ が 0° ～ 30° の範囲および 330° ～ 360° の範囲) の形状は大きな個人差があるため、テンプレート T_1 中の肺野下端部分 P_B' に相当する画素の値の重みを小さくするなど、肺野上部 P_A' での一致度を優先したマッチングを行なうことを可能にするためである。さらに、テンプレート T_1 ～ T_3 をそれ

それ構成する各画素に隣接する数画素の範囲Aでの最大画素値を $\max\{g(r_i+r, \theta_i+\theta)\}$ として適用して、下記式(6)による画素値総和値d(r, θ)が最大となるテンプレートTの位置を求めるのが、より好ましい。極座標画像P5における各輪郭PA, PB, PC, PD, PEがテンプレートT1～T3の形状と多少異なっていても、正確に輪郭PA, PB, PC, PD, PEを検出することができるからである。

【0045】

【数6】

$$d(r, \theta) = \sum_i^N \left[\text{omomi}(i) \cdot \max_A \{g(r_i+r, \theta_i+\theta)\} \right] \quad (6)$$

ただし、omomi(i)は重み付け係数、AはテンプレートTの画素の隣接範囲を示す。

なお、式(6)で表わされる画素値総和値d(r, θ)の最大値d_{max}について、基準中心点(x_c + j_{max}, y_c)のy座標をk画素ずつ移動させて新たな基準中心点(x_c + j_{max}, y_c ± k)をそれぞれ設定し、この新たな基準中心点(x_c + j_{max}, y_c ± k)をそれぞれ中心とする極座標変換により、胸郭内部平滑化画像P4をそれぞれ極座標変換して、新たな極座標変換画像P5'を得、得られた新たな極座標変換画像P5'についての上記画素値総和値の最大値d_{max}が、最も大きくなるときのy座標をn_y_cとし、最終的に、基準中心点を(n_x_c (= x_c + j_{max}), n_y_c)として確定する。これにより最初に求めた基準中心点のy座標の適格性が判定されることになる。そして、基準中心点(n_x_c, n_y_c)を中心として胸郭内部平滑化画像P4を極座標変換して得られた極座標変換画像P5'を極座標表示すれば、(n_r_i (= r_i + r_{max}), n_θ_i (= θ_i + θ_{max}))となる。ただし、r_{max}およびθ_{max}は、上記画素値総和値の最大値d_{max}が最も大きくなるときのテンプレートマッチングにより得られたr方向およびθ方向への各移動量を示す。

【0046】次に、固定テンプレートTにより求められた胸郭の輪郭を初期値として、詳細な輪郭の探索を行なうために、所定の弹性テンプレートT1'～T3'を用いた第2のテンプレートマッチング処理(#7)を行なう。この弹性テンプレートT1'～T3'は、固定テンプレートT1～T3のようにその構成画素の全てが一体的に移動するものではなく、個々の画素が隣接する画素

との間で、各画素の移動量rに応じた拘束力で拘束されつつ独立してr方向に移動可能に設定された、仮想的なバネ拘束を受けるテンプレートであり、テンプレート全体があたかも弹性変形するように構成されている。

【0047】ここで弹性テンプレートT1'は極座標平面においては、肺野下端の輪郭部分PB'(図8の極座標平面において、θが略0°～略30°の範囲および略330°～略360°の範囲)を除いた範囲で設定される(図10)。これは、肺野下端の輪郭部分PBについては実画像平面で探索を行なう方が、探索が容易だからである。

【0048】固定テンプレートT1により得られた胸郭の輪郭をその初期値(弹性変形のない状態)として、弹性テンプレートT1'を胸郭の極画像平面上に配置し(図11(1))、この弹性テンプレートT1'を構成する画素をそれぞれ独立して、r方向(図10において上下方向)に移動させる。このとき弹性テンプレートT'の各画素の移動量は以下のようにして求められる。まず、各画素の周辺範囲(初期位置±r)において、各画素値g(n_r_i ± r, n_θ_i)と初期位置での画素値g(n_r_i, n_θ_i)との差分を求める。このときrが大きい位置における画素値からrが小さい位置における画素値を差し引く。そして、この差分の総和を下記式(7)により求める。

【0049】

【数7】

$$\begin{aligned} \text{画素値差総和} = & \sum_r^{N1} \psi \left[\frac{\{g(n_r i + r, n_\theta i) - g(n_r i, n_\theta i)\}}{r} \right] \\ & + \sum_r^{N2} \psi \left[\frac{\{g(n_r i, n_\theta i) - g(n_r i - r, n_\theta i)\}}{r} \right] \quad (7) \end{aligned}$$

ただし、N1は周辺領域のうち初期値より大きいrの範囲

N2は周辺領域のうち初期値より小さいrの範囲

$$\psi(x) = \begin{cases} x (x \geq 0) \\ 0 (x < 0) \end{cases}$$

をそれぞれ示す

この画素値差分総和は、初期位置よりもrが大きい方向

に明るい(高画素値(低濃度))画素があれば正の値を

採り、初期位置よりも r が小さい方向に明るい（高画素値（低濃度））画素があれば負の値を探ることを示している。また、差分を r で除することにより、初期値に近い画素の差分に重み付けを行うようにしている。すなわち輪郭PAは周辺よりも明るいため、輪郭PAが初期位置よりも r が大きい方向にあれば画素値総和は正の値を探り、初期位置よりも r が小さい方向にあれば画素値総和は負の値を探ることになり、この正または負の符号

$$\begin{aligned} \text{移動量 } r = & \sum_r^{N1} \psi \left[\frac{\{g(nri+r,n\theta i) - g(nri,n\theta i)\}}{r} \right] \cdot b \\ & + \sum_r^{N2} \psi \left[\frac{\{g(nri,n\theta i) - g(nri-r,n\theta i)\}}{r} \right] \cdot b \quad (8) \end{aligned}$$

このようにして得られた各画素 n の移動量 r_n は、各画素を独立して移動させる移動量であるが、上述したように、この弾性テンプレート $T1'$ は、構成する各画素が、周囲のテンプレート $T1'$ の画素と拘束されているため、上述した移動量 r でそのまま移動するのではなく、隣接する画素（例えば、両隣りの画素（画素 $(n-1)$ ）および画素 $(n+1)$ ）や、さらにその隣の画素まで含めた画素（画素 $(n-2)$ ）、画素 $(n-1)$ ）、画素 $(n+1)$ および画素 $(n+2)$ 等）の各移動量 r_k ($k=n, n\pm 1, \dots$) に応じて、下記式（9）により決定される。

【0052】

【数9】

$$r_n = \sum (a_k \cdot r_k) \quad (9)$$

ここで、バネ定数 a_k は、注目画素 n 自身については大きく、周辺領域の画素 $n \pm 1, \dots$ については順次小さく設定するのが好ましい。つまり、式（9）において、

【数10】

$$a_n > a_{n \pm 1} > a_{n \pm 2} > \dots > a_{n \pm m}$$

であるから、注目画素 n の移動量 r_n は、自身の移動量 r_n と隣接画素の移動量 r_k との差に応じた移動量ということになり、仮想的な弾性力で拘束されていることになる。

【0053】以上のようにして、弾性テンプレート T' の各画素を少しづつ移動させる動作を繰り返すことにより、胸郭PAの輪郭PAのうち肺野下端部分を除いた輪郭部分を、正確に検出することができる。なお、繰り返しの終了は、移動量の総和値が所定のしきい値以下となるか、または所定の繰り返し回数に到達したかにより判

が、初期位置から移動させる向きの指針を与え、その絶対値により移動量の指針が与えられる。

【0050】そこで、テンプレート T' を構成する各画素の移動量（向きを含む） r を、所定の係数 b を用いて下記式（8）のように定義する。

【0051】

【数8】

定する。

【0054】以上と同様に、固定テンプレート $T2$ により検出された肺野内側輪郭を初期位置として、固定テンプレート $T2$ を弾性テンプレート $T2'$ に代え、固定テンプレート $T3$ により検出された心臓左側輪郭を初期位置として、固定テンプレート $T3$ を弾性テンプレート $T3'$ に代えて、肺野内側輪郭PC, PD および心臓左側輪郭PEを、それぞれ正確に検出することができる。

【0055】一方、肺野下端の輪郭PBについては、図12に示すように、実画像平面において、基準となる肺野下端の輪郭PB'に対応する弾性テンプレート $T1'$ を用いて、胸郭内部平滑化画像P4を対象画像とした第2のテンプレートマッチング処理を行なって、胸郭の肺野下端に相当する輪郭部分PBを検出すればよい。なお、肺野下端の輪郭PBの形状は前述したように個人差が激しいだけでなく、信号値差の変動も激しいため、胸郭内部平滑化画像P4を対象画像とするのに代えて、同図に示すように平滑化画像P3を対象画像として、上記第2のテンプレートマッチング処理を施すのが好ましい。信号値差の変動程度を緩和することができ、弾性テンプレート $T1'$ による追従が比較的容易になるからである。なお、この場合の移動量は、下記の式（10）、（11）に示すように、図12の上下方向（y方向）において隣接する画素値の変化が最大となる画素に移動するように設定される。具体的には、高濃度の肺野から低濃度の肺野の下の部分へ変化するエッジに向かって移動するように設定される。

【0056】

【数11】

$$\text{画素値の変化} \cdot f(ny_i, nxi) = \sum_{rc}^{Nc} \{g(ny_i+rc, nxi) - g(ny_i-rc, nxi)\} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \text{移動量} r = & \sum_{r1}^{N1} \psi \left[\frac{\{f(ny_i+r1, nxi) - f(ny_i, nxi)\}}{r1} \right] \cdot b \\ & + \sum_{r1}^{N2} \psi \left[\frac{\{f(ny_i, nxi) - f(ny_i-r1, nxi)\}}{r1} \right] \cdot b \quad (11) \end{aligned}$$

以上の処理により、各弹性テンプレート T1' ～ T3' および T1" をそれぞれ構成する画素により、心胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE がそれぞれ精度よく検出されるが、最終的に、各弹性テンプレート T1' ～ T3' および T1" をそれぞれ構成する各画素を、実画像 P1 上に戻し、隣接する画素間を補間処理（線形補間またはスプライン補間等）して、図 13 に示すように閉曲線で接続する（#8）ことにより、心胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE を輪郭曲線として抽出することができる。

【0057】そして、得られた輪郭曲線 PA, PB で囲まれた領域を胸郭領域とし、輪郭曲線 PC, PD および PE で囲まれた領域を心臓領域とすればよい。

【0058】このように本実施形態の心胸郭の輪郭検出方法によれば、検出対象である胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE を極座標平面上で、基準となる胸郭の輪郭 PA', PB', PC', PD', PE' に基づいた固定テンプレート T1 ～ T3 を用いて、平行移動という簡単な探索によるテンプレートマッチング処理で、容易に検出することができ、さらに弹性テンプレート T1' ～ T3' および T1" を用いたテンプレートマッチング処理により、基準となる心胸郭の各輪郭 PA', PB', PC', PD', PE' と異なる形状部分があつても、正確に追従して輪郭 PA, PB, PC, PD, PE を検出することができる。

【0059】なお上述した本実施形態の心胸郭の輪郭検出方法における各処理ステップ #1 ～ #8 の全ての処理または少なくとも一部の処理については、元の画像 P1 に対して直接に処理を施すのではなく、元の画像 P1 を縮小して得られた縮小画像 P1'（図示せず）に対して処理を施してもよい。各処理を迅速化することができるからである。例えば元の画像 P1 として、縦 1760 画素 × 横 1760 画素の大角画像を用いた場合、処理 1, 2（#1, 2）に先立って、この画像 P1 を、縦 176 画素 × 横 176 画素に縮小し、得られた縮小画像 P1' に対して以下の処理（#1 ～ #8）を行えばよい。

【0060】また、本実施形態の心胸郭の輪郭検出方法においては、検出された心胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE を単独で、または原画像 P1 にオーバーレイとして重ねて、画像表示手段に表示したり、プリンタによりフィルムなどにプリントするようにしてもよ

い。

【0061】図 14 は、本発明の心胸郭比算出方法の一実施形態の処理を示すフローチャートである。図示の心胸郭比算出方法は、図 1 に示した実施形態の心胸郭の輪郭検出方法を利用したものであり、処理 1（#1）～処理 8（#8）は、図 1 に示した処理と同一である。

【0062】すなわち、本実施形態の心胸郭比算出方法は、前述した処理 1（#1）～処理 8（#8）により検出された心胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE（図 13）に基づいて、図 15 に示すように、心臓 Pc の幅 L1 と胸郭（右肺野 Pa および左肺野 Pb）の幅 L2 をそれぞれ検出し（#9）、得られた心臓の幅 L1 と胸郭の幅 L2 の比 L1/L2 を算出して（#10）心胸郭比とする。なお、図 15 に示すように画像を中心線 C を基準として左右の領域に分割し、各領域において最大心臓幅 a, b および最大胸郭幅 La, Lb を検出し、最大心臓幅 a, b を加算して心臓の幅 L1、最大胸郭幅 La, Lb を加算して胸郭の幅 L2 としてもよい。

【0063】なお、検出された心胸郭の輪郭 PA, PB, PC, PD, PE に基づいて、心臓 Pc の幅 L1 および胸郭の幅 L2 を求める処理（#9）は、検出された心胸郭の輪郭を表す画像の水平方向で最大となる心臓の幅 L1 および胸郭の幅 L2 をそれぞれ求めることによって行われる。

【0064】本実施形態の心胸郭比算出方法によれば、検出精度の高い心胸郭の輪郭検出処理（#1 ～ #8）により検出された心胸郭の輪郭に基づいて、心胸郭比を算出するものであるため、正確な心胸郭比を自動的に算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の心胸郭の輪郭検出方法の一実施形態の処理を示すフローチャート

【図 2】図 1 に示した実施形態の心胸郭の輪郭検出方法の処理対象となる胸部放射線画像を示す図

【図 3】延在方向別輪郭検出マスク（a）と検出しうる輪郭の延在方向（b）との一例を示す図

【図 4】延在方向別エッジ検出マスク（a）と検出しうるエッジの延在方向および濃度傾斜方向（b）との一例を示す図

【図 5】処理 1（#1）により得られる概略輪郭画像 P2 および処理 2（#2）により得られる平滑化画像 P3

を示す図

【図6】処理3(♯3)により得られる胸郭内部平滑化画像P4を示す図

【図7】処理5(♯5)により得られる極座標変換画像P5を示す図

【図8】極座標平面上における、基準となる胸郭の輪郭Pbを示す図

【図9】基準となる胸郭の輪郭PA', PB', PC', PD', PE'に基づいた固定テンプレートT1, T2, T3をそれぞれ示す図

【図10】極座標平面上における弾性テンプレートT

1'を示す図

【図11】弾性テンプレートT1'が輪郭PAの詳細な形状に追従する処理を説明する図

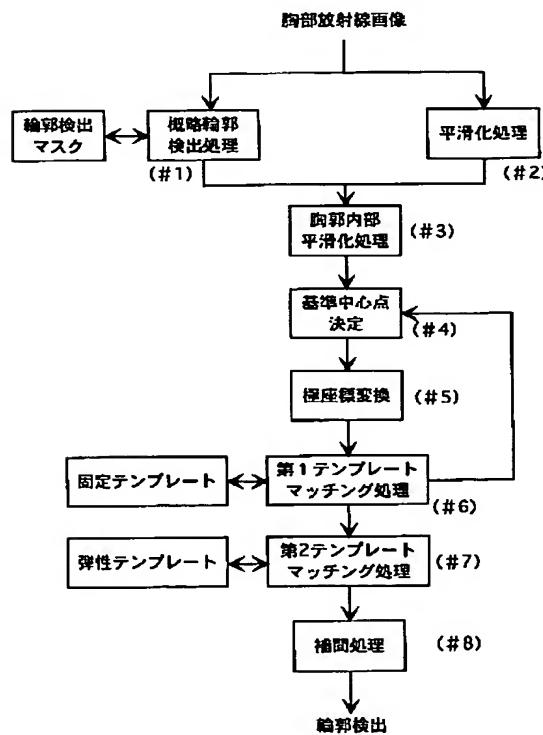
【図12】実画像平面上における弾性テンプレートT1''を示す図

【図13】実画像平面上における補間処理後の輪郭PA, PB, PC, PD, PEを表す図

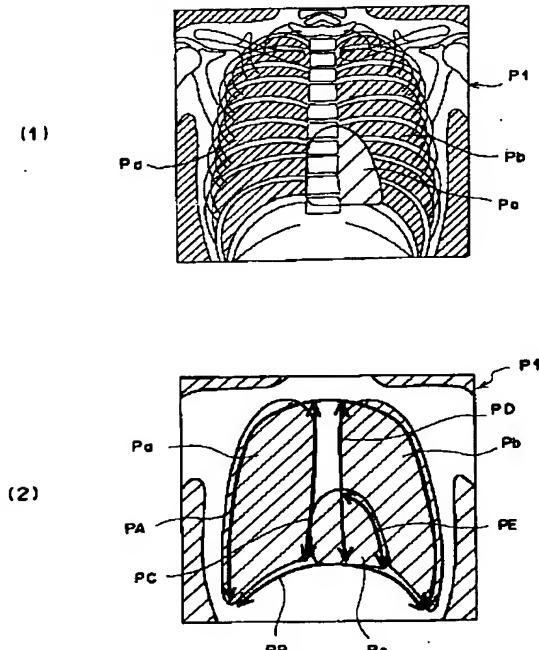
【図14】本発明の心胸郭比算出方法の一実施形態の処理を示すフローチャート

【図15】心臓の幅L1および胸郭の幅L2を示す図

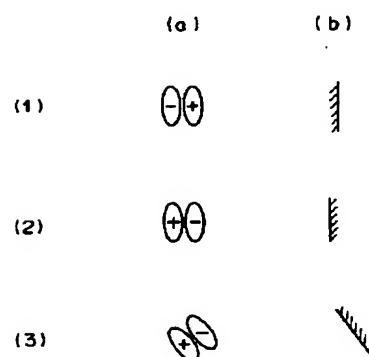
【図1】



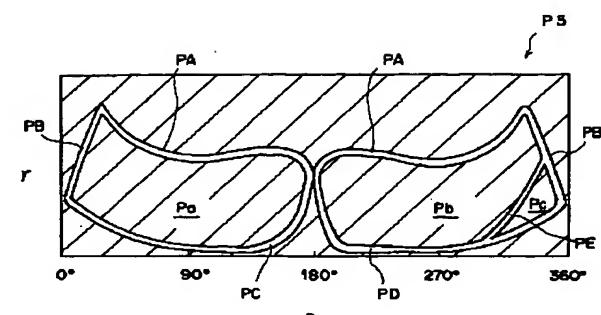
【図2】



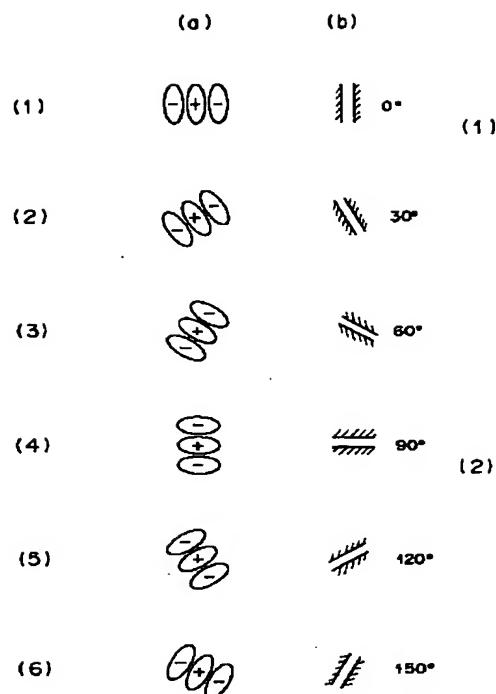
【図4】



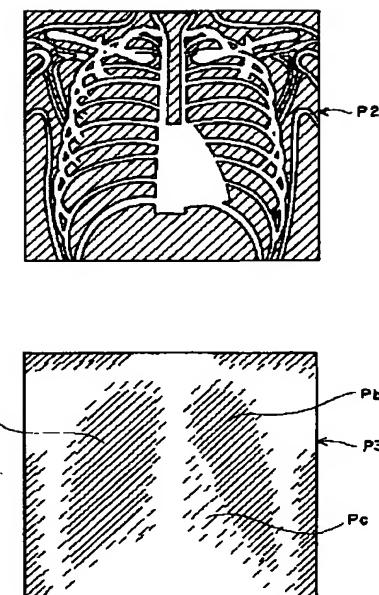
【図7】



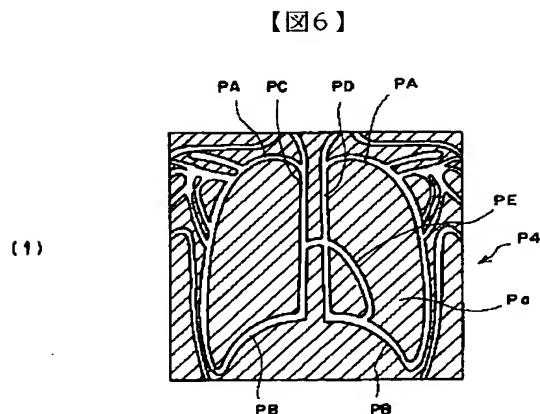
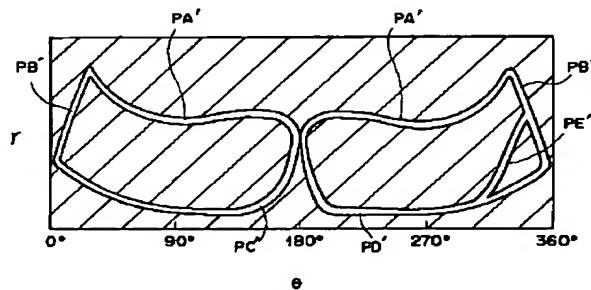
【図3】



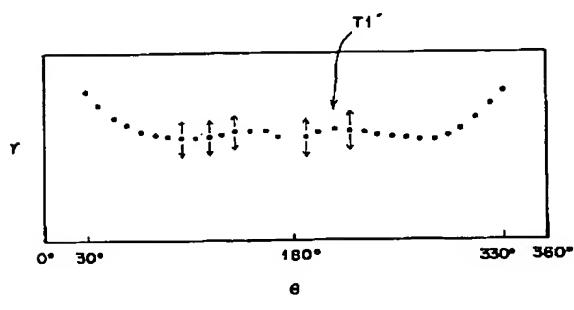
【図5】



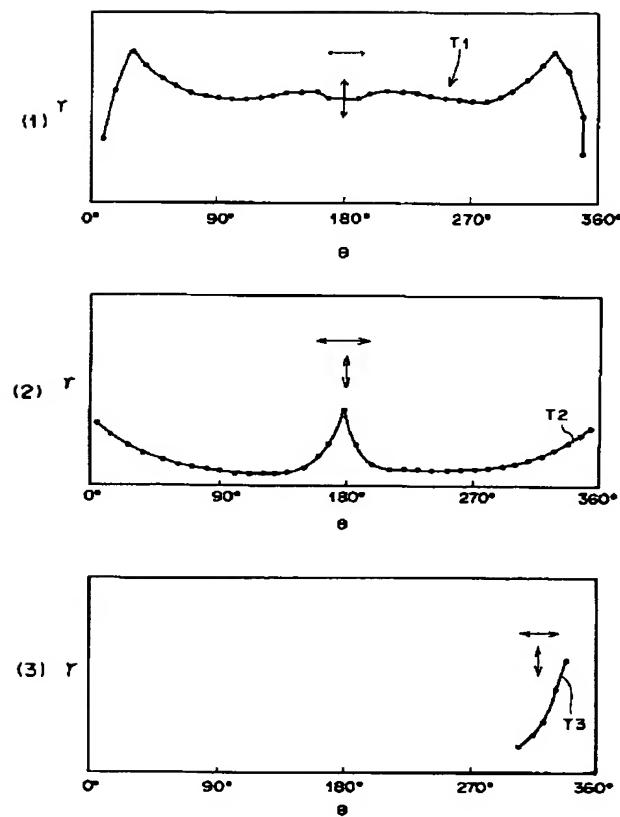
【図8】



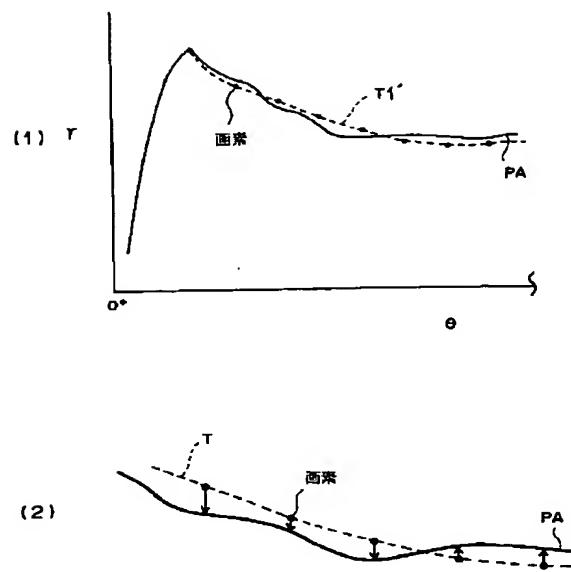
【図10】



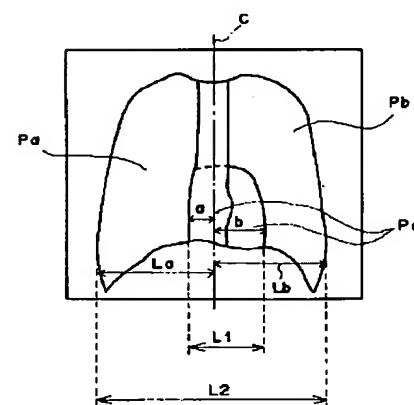
【図9】



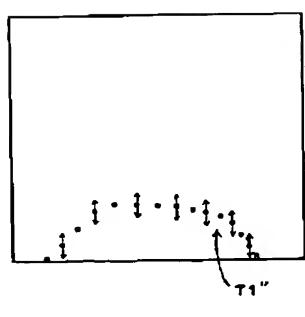
【図11】



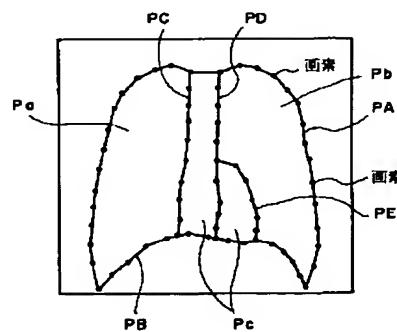
【図15】



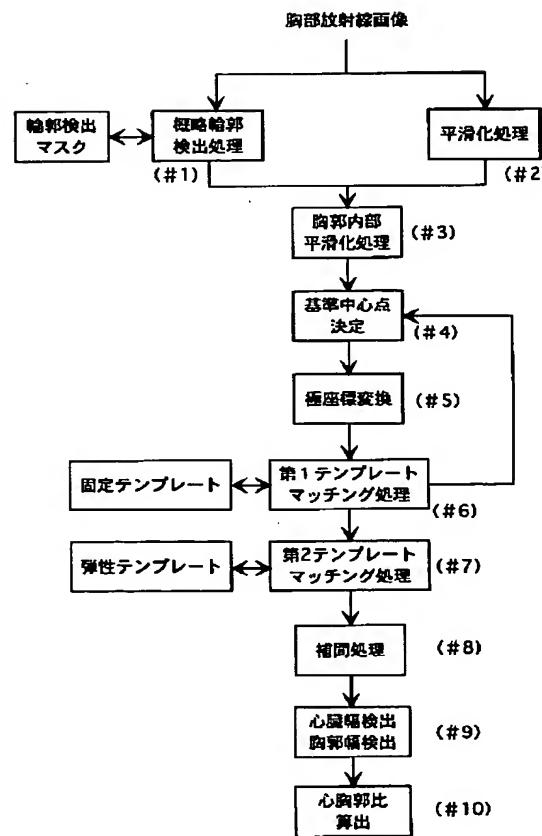
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA26 CA18 DA02 DA10 FF16
FF20
5B057 AA08 BA03 CA12 CA16 CB12
CB16 CD18 CE05 DA08 DA16
DB02 DC16 DC33
5L096 BA13 EA06 FA06 FA22 FA62
FA69 HA08 JA09